

学術論文

積層型圧電アクチュエータを用いた 進行波型マイクロポンプによる流体輸送制御

Fluidic control with Traveling Wave Micropump Driven by Laminated Piezoelectric Actuators

鈴木 孝明^{*1} (正員), 秦 秀敏^{*2} (正員), 神野 伊策^{*2}, 小寺 秀俊^{*2} (正員)

Takaaki SUZUKI (Mem.), Hidetoshi HATA (Mem.), Isaku KANNO, Hidetoshi KOTERA (Mem.)

A micropump is one of the most important microfluidic components in Micro Total Analysis System (μ TAS). We have developed a traveling wave micropump driven by piezoelectric bimorph cantilevers and have been applied to a biomaterial sensing system. In this paper, a valveless micropump driven by laminated piezoelectric actuators was fabricated to miniaturize the traveling wave micropump. By miniaturization of the pump size, multiple micropumps are integrated on one chip for fluid control in a microfluidic network. To confirm the validity of the pumping principle, the fluid controllability in a branch microchannel integrated with two micropumps was measured using Micro Particle Image Velocimetry (MicroPIV).

Keywords: μ TAS, micropump, traveling wave, piezoelectric actuator, disposable device.

1 緒言

近年, MEMS (Micro electro mechanical system)技術を用いてマイクロポンプ・マイクロバルブ・マイクロ流路・マイクロミキサ・センサや集積回路などをチップ上に集積化・微小化した μ TAS(micro Total Analysis System)や Lab-on-a-Chip と呼ばれるマイクロ流体システムに関する研究が盛んに行われている[1-3]。マイクロ流体システムにおいては, 化学分析やバイオ操作を微小なチップ上で統括的に行うことによって, サンプル量・試薬量・廃液量の少量化, 分析時間の短縮化, 操作の自動化・簡単化などが可能となる。

このようなマイクロ流体システムの重要な要素として, 流体輸送を行うマイクロポンプの研究が盛んに行われている[4-6]。従来のポンプの多くは, 圧電や静電のアクチュエータによりダイヤフラムを駆動し, 容量変化により発生する比較的大きな圧力を機械的なバルブで制御して流体を輸送するシステムである[7, 8]。このようなポンプは, 複雑な機構であり, チップへの実装には大きな空間を占有する。そこで, 著者らは, 従来のポンプに比べて比較的小型で, 微小な振動により比較的高い流量が得られるマイクロポンプとして,

バイモルフ型圧電カンチレバーアレイとシリコンゴム製のマイクロ流路からなる進行波型マイクロポンプを提案し, 流体輸送が可能であることを示した[9]。さらに, 進行波型マイクロポンプの実用性を検証するために, 進行波型マイクロポンプと表面プラズモン共鳴 (SPR) バイオセンサを1枚のチップ上に統合したマイクロ流体システムを試作しタンパク質の濃度変化を測定することができた[10]。しかし, このシステムでは, アクチュエータアレイの設置面積が大きいため, 複数のアクチュエータアレイを流路上に配置して流体輸送制御を行おうとすると, チップサイズが大きくなるだけでなく, 流路を自由な形状で形成することが困難になる。

そこで本研究では, マイクロ流路壁面に占める面積がより小さい積層型圧電素子を用いてアクチュエータアレイを作製する方法を提案する。提案する進行波型マイクロポンプはチャンバなど面積の大きなポンプ領域を必要とせず, マイクロ流路自体に搬送機能を付与できる特徴があり, マイクロポンプを流路の交差点や分岐点の前後に配置することで局所的な流体輸送制御が可能である。そこで, 進行波型マイクロポンプによる流体輸送制御について, Y字分岐構造流路を作製し, 流体輸送制御について検討した。

2 流体輸送の原理

2.1 進行波励起による流体の輸送

連絡先: 鈴木 孝明, 〒761-0396 香川県高松市林町2217-20, 香川大学 工学部 知能機械システム工学科,
e-mail: suzuki@eng.kagawa-u.ac.jp

^{*1} 香川大学 ^{*2} 京都大学

進行波による流体輸送機構は、ぜん動運動として古くから知られている現象であり、生体内の管腔臓器において、管腔の収縮が連続することによって管腔内の物質をある一定方向に動かす運動である。

具体的には、流路壁面が進行波状に微小振動を行うと、流路内の流体粒子が楕円に近い軌道を描くが、流体粘性により、軌道は完全に閉じた楕円にはならず、流路壁面振動の1周期後、流体粒子は初期位置から少しずれた位置に移動する。進行波の進行方向を制御することによって、この運動を繰り返し、内部流体が連続的に一方向に輸送される。

Yin ら[11]は、摂動法を用いて Fig.1 に示すような2次元のぜん動ポンプの理論的検討を行っている。進行波の伝播する方向を x 方向として、壁面に励起する進行波を次式のような波形と仮定する。

$$\eta = a \cos \frac{2\pi}{\lambda} (x - ct) \quad (1)$$

ここで、 a は進行波の振幅、 λ は進行波の波長、 c は進行波の速度である。このとき、流路内の進行波の伝播方向の時間平均流速 $\bar{u}$ は、

$$\bar{u} = \frac{1}{2} a^2 \Psi(z) \quad (2)$$

となる。ここで、 $\Psi(z)$ は流路高さ方向の関数である。式(2)より、流路壁面に進行波を励起した場合の進行波の伝播方向の流速の時間平均値は、進行波の振幅の2乗に比例することが分かる。

2.2 マイクロポンプの構造

提案するマイクロポンプは、Fig. 2 に示すように、下部の積層型圧電アクチュエータアレイと上部のマイクロ流路からなる。圧電アクチュエータは、バルク PZT 素子を重ね合わせた積層型となっており、他の駆動方式と比較して低電圧での高発生力駆動が可能である。また、前報で作製したバイモルフ型圧電カンチレバー

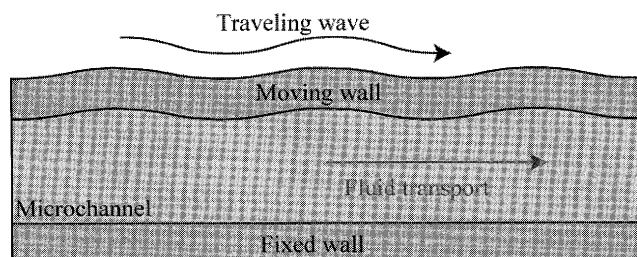


Fig.1 Principle of fluid transport.

アレイは流路上での設置面積が大きかったが、積層型圧電アクチュエータを用いることによって、流路上に占める設置面積をより小さくすることができた。

また、マイクロ流路の材料は、シリコンゴムの一種である PDMS (Polydimethylsiloxane) を使用している。PDMS は柔軟性が高く、破断にいたるまでのひずみが大きいいため、壁面に進行波を励起する本システムに有用であるとともに、無色透明であるため流路内の観察が容易などの特長がある。Fig. 2 に示すように流路底面外側には突起があり、この突起を通じてアクチュエータの振動を流路底面に伝達するシステムである。

積層型圧電アクチュエータは、流路下部に 200 μ m 間隔で6本アレイ状に並んでいる。隣接する圧電素子に位相の異なる電圧を印加すると流路壁面に進行波状の振動が誘起され、進行波の進行方向に流体を輸送することができる。流路上壁の突起は、突起に接触する積層型圧電素子上面の寸法に合わせて区切られており、隣接する素子間でのクロストークの発生を抑え、流路壁面に最適な進行波を励起する構造となっている。

3 進行波型マイクロポンプの製作プロセス

3.1 マイクロ流路の製作プロセス

進行波型マイクロポンプに使用するマイクロ流路は、突起の付いた上壁を構成する蓋層と、側壁と底面を構成する溝層の2層からなり、ソフトマイクロマシニング技術[12]と呼ばれる成形加工技術を用いて作製する。各層は、突起および溝部の反転型に PDMS を流し込み、脱泡・加熱固化により作製しており、反転型には MICROCHEM 社製の紫外線硬化型厚膜フォトレ

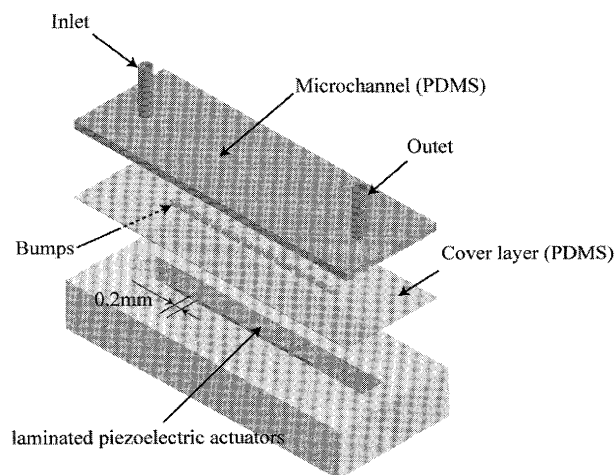


Fig. 2 Exploded view of traveling wave micropump.

ジスト SU-8 を使用して、フォトリソグラフィの原理を用いて作製している。硬化した PDMS を鋳型から剥離すると、蓋・溝層がそれぞれ完成する。ただし、蓋層は大きな変形量を得るための薄膜構造とし、スピコート法を用いて PDMS を厚み $15\mu\text{m}$ 程度の均一な膜状に固化した。さらに両層を酸素プラズマ接合[13]し、マイクロポンプ用のマイクロ流路とした。

3.2 マイクロ流路とアクチュエータアレイの機構

以上のようにして作製したマイクロ流路の突起に合わせて、アクリルプレートで作製したジグに積層型圧電アクチュエータを固定することによって、マイクロポンプを構成する。ポンプ領域は、流路に沿って圧電アクチュエータを配列した領域のみであり、任意の 2 次元形状の流路下部にアクチュエータを配置することができる。また、提案するマイクロポンプは、PDMS などの加工プロセスが簡単な材料が大部分であるため短時間で簡単にデバイスを作製できるとともに、使用後は流路部のみを取り外し、残ったアクチュエータは再利用できるため、低価格ディスプレイデバイスとして適用できる特徴も有する。

圧電アクチュエータアレイについては、長さ 5mm 、断面 $1.8\text{mm} \times 1.9\text{mm}$ のジルコン酸チタン酸鉛 ($\text{Pb}(\text{Zr,Ti})\text{O}_3$: NEC トーキン社製) による積層型圧電素子を Fig.2 のように 0.2mm 間隔で 6 本並べて下端を固定したものを用いた。それぞれの素子に位相差 $2\pi/3$ ずつ遅らせた電圧が印加すると、6 本の素子で 2 波長分の進行波が励起できる。この 6 本の素子の上面を PDMS で作製したマイクロ流路の突起に接触させ、上下に振動させることで流路に進行波を励起する。

4 圧電アクチュエータの動作特性

4.1 圧電アクチュエータの変位特性

使用した圧電アクチュエータの変位について、レーザードップラー振動計を用いて印加正弦波電圧の振幅と周波数に対する圧電アクチュエータ上面の応答変位を測定した。入力正弦波電圧の周波数を 300Hz とし、振幅を 0Vp-p から 50Vp-p まで変化させたときのアクチュエータの変位と印加電圧の関係を Fig.3 に示す。縦軸は素子の変位量、横軸は印加正弦波電圧の振幅であり、測定した結果を●で示す。測定値がほぼ近似直線上にあることから印加正弦波電圧の振幅とアクチュエータの変位量は比例関係にあることがわかる。

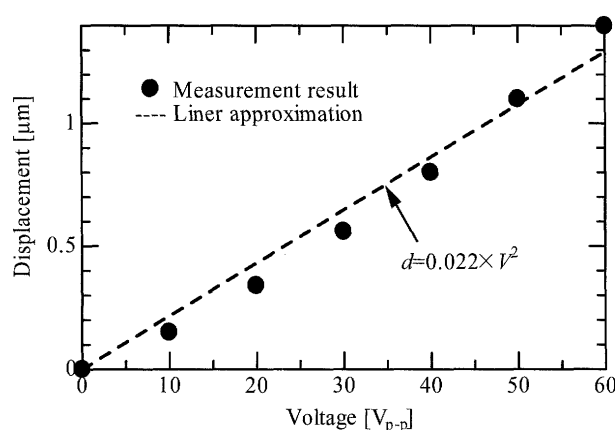


Fig. 3 Tip deflection of a laminated piezoelectric actuator as a function of applied voltage at frequency of 300Hz .

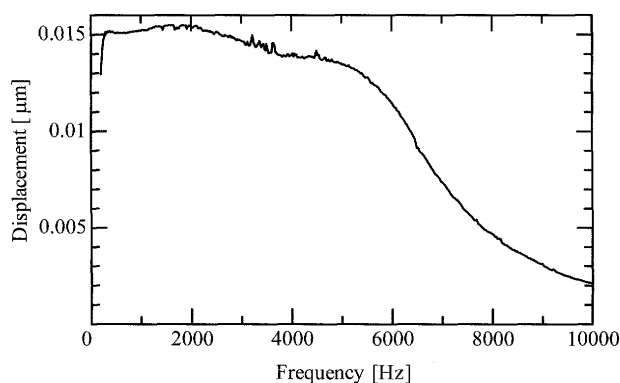


Fig. 4 Frequency response of a laminated piezoelectric actuator at applied voltage of 1Vp-p .

次に、印加正弦波電圧の振幅を 1.0Vp-p としたときのアクチュエータの周波数応答を Fig.4 に示す。積層型圧電素子の変位は 200Hz から 2kHz 付近までは変位は大きく変動せず、 2kHz を超えると減少を開始し、 5kHz を超えると大きく減少しており、バイモルフ型圧電素子のようなピークが見られない[9]。特に、駆動周波数が大きくなると変位が減少するのは、素子の発熱が大きくなり、圧電特性が低下することが原因のひとつであると考えられる。

4.2 圧電アクチュエータの発熱特性

前節のように積層型圧電アクチュエータは、駆動条件によって発熱することが考えられる。マイクロ流体システムでは微量の液体を扱い、特にマイクロ流路には数 nl/min から数十 $\mu\text{l/min}$ と非常に微量の液体が流れるため、流路近傍の温度制御は非常に重要である。そこで、積層型圧電アクチュエータの発熱特性について検討を行った。

積層型圧電素子の印加正弦波電圧の周波数に対す

る発熱特性を熱電対によって測定した結果を Fig.5 に示す。縦軸は素子表面の温度、横軸は印加正弦波電圧の周波数で、印加正弦波電圧 50V_{p-p} としたときの測定値を●で表し、印加正弦波電圧 75V_{p-p} としたときの測定値を△で示す。なお、測定温度は電圧を印加してから定常状態になったときの温度である。印加正弦波電圧の振幅が 50V_{p-p} のときは周波数が 2.5kHz までは積層型圧電素子の温度は 25℃から 58℃まではほぼ線形増加している。また印加正弦波電圧の振幅が 75V_{p-p} のときは周波数が 100Hz のとき 33℃、150Hz のとき 41℃、200Hz のとき 84℃となり、低い周波数領域においても温度が急激に上昇していることが分かる。

また、Fig.6 に温度と印加正弦波電圧の振幅の関係を示す。縦軸は温度、横軸は印加正弦波電圧の振幅で、印加正弦波電圧の周波数を 100Hz としたときの測定値を△で、周波数を 200Hz としたときの測定値を●で示す。印加正弦波電圧の周波数が 100Hz のときは振幅が 50V_{p-p} までは積層型圧電素子の温度は、ほぼ室温のまま変化せず、50V_{p-p} を超えると徐々に増加し始め、75V_{p-p} を越えると急激に上昇し 80V_{p-p} で 65℃に達する。同様に印加正弦波電圧の周波数が 200Hz のときは、振幅が 50V_{p-p} までは積層型圧電素子の温度はほぼ変化せず、50V_{p-p} を超えると徐々に増加し始め、75V_{p-p} を越えると急激に上昇し 80V_{p-p} で 91℃に達していることが分かる。

以上のように、積層型圧電素子は駆動条件によって急激な温度上昇を示し、高温になることがわかった。このような高温状態で長時間に渡りアクチュエータを駆動するとマイクロ流路内にある液体に化学的变化を与える恐れや、液体が気化しチャンネル内に気泡が生じ液体が流れなくなるだけでなく、圧電素子自体にも悪

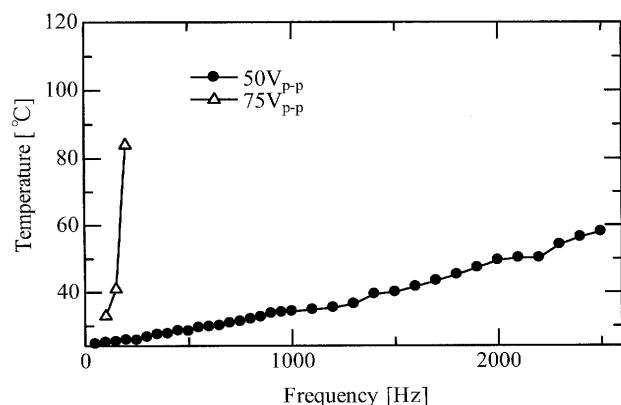


Fig. 5 Relationship between applied frequency and temperature of the piezoelectric actuator.

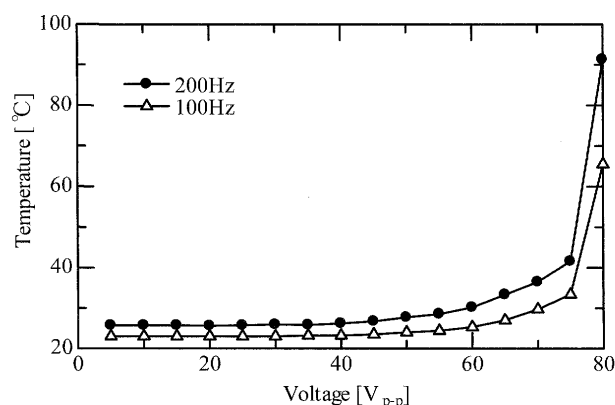


Fig. 6 Relationship between applied voltage and temperature of the piezoelectric actuator.

影響を及ぼすことが懸念され、温度が急激に上昇しない範囲内で駆動条件を設定する必要がある。具体的には、長時間駆動する場合、電圧 70V_{p-p} 以下、周波数 200Hz 以下が望ましく、電圧を小さくするに従い、周波数を大きくすることができる。また、数分間の短時間のみ比較的大きな流速を必要とする流体輸送においては、電圧 100V_{p-p}、周波数 1kHz 程度まで電圧印加が可能であることを流動性変化の様子から確かめている。

5 マイクロポンプによる流体輸送制御

提案するマイクロポンプによって流体が搬送されるマイクロ流路内の流れ場の計測には、PIV (Particle Image Velocimetry: 粒子画像流速測定法) を用いた。流れ場に投入した蛍光マイクロトレーサ粒子の動きを蛍光顕微鏡と CCD カメラを組み合わせたシステムにより動画取得し、トレーサ粒子の挙動が局所の流体速度と同一であると仮定すれば、撮影されたトレーサ粒子の挙動から画像解析によってマイクロ流路内の流速を測定できる。PIV で流速を計測する際に、トレーサ粒子の流れに対する追従性を表す無次元数として、ストークス数がある。

$$S = \frac{\rho_p r^2 u}{\mu L} \quad (3)$$

ここで、 ρ_p は粒子の密度、 r は粒子の半径、 μ は粘性係数、 u は代表速度、 L は代表長さである。本研究では、トレーサ粒子として、Duke Scientific 社製の蛍光ポリスチレン粒子 (粒径 1 μ m、密度 1.05g/cm³) を加えた純水をマイクロ流路に流し、進行波型マイクロポンプ内の速度場を計測した。実験に用いたトレーサ粒子の値を代入すると、ストークス数 $S = 10^{-6} \ll 1$ となり、粒子は流体の動きにほぼ追従するといえる。

5.1 マイクロポンプの流量特性

作製した積層型圧電アクチュエータアレイを用いた進行波型マイクロポンプの性能を評価するために、印加正弦波電圧と流量の関係について計測した。Fig.7に印加正弦波電圧の周波数を300Hzとしたときの印加電圧に対する流量変化を示す。なお、印加電圧のほとんどの区間は、4.2節の結果から長時間駆動しても発熱は無視できる。一方で、最大電圧 $80V_{pp}$ は、長時間駆動では発熱する領域であるが、ポンプ性能を評価するため発熱前の短時間で流量計測を行った。縦軸は流量、横軸は印加正弦波電圧の振幅で、測定値を●で示す。また破線は最小二乗法によって測定値を2次関数で近似した結果である。ここで Q は流量、 a は定数、 V は印加正弦波電圧の振幅である。図より、測定値は2次でほぼ近似できることから Y_{in} らの式を満たしており、進行波を原理とするマイクロ流体輸送が可能であることがわかる。

5.2 分岐流路における流体制御

分岐流路の下流に積層型圧電アクチュエータアレイを2組設置し、それらを制御することで分岐を有する流路構造内での短時間での流体輸送の制御性を評価した。Fig.8に流路内部の分岐点の蛍光像写真を示す。実験溶液(純水+蛍光ビーズ)はA-A'を右から左に通過し、B-B'及び、C-C'を通過して流出する。ここでは、1kHz、 $90V_{pp}$ の正弦波電圧を時刻 2.3 秒から時刻 4.6 秒まで C-C'の下流に配置した進行波型ポンプ(ポンプ1)に、時刻 5.9 秒から時刻 8.4 秒まで B-B'の下流に配置した進行波型ポンプ(ポンプ2)に交互に印加して、B-B'及び、C-C'を通過する流速の制御を行った。

A-A'及び、B-B'、C-C'を通過する平均流速をそれぞれ V_A, V_B, V_C とし、その時間応答を Fig.9 に示す。縦軸は流速、横軸は時刻で、 V_A を●で、 V_B を▲で、 V_C を▼で1/30 秒ごとに示している。電圧印加前の時刻0 秒から時刻 1.0 秒までは、流路内に生じている圧力勾配により、 V_B と V_C はほぼ同じである。時刻 1.0 秒から時刻 2.3 秒までは、電圧を印加する際のスイッチング操作(印加信号の ON/OFF 作業)により、 V_A 及び V_B は減少し、 V_C が増加している。時刻 2.3 秒から時刻 4.6 秒までは、C-C'の下流にあるポンプ1を駆動したため、 V_A 及び V_C は大きく増加し、 V_B は減少している。ここで V_B は負となり、溶液は逆流しているため V_C は V_A よりも大きくなっている。時刻 4.6 秒から時刻 5.9 秒までは、スイッチング操作に要した時間である。時刻 5.9

秒から時刻 8.4 秒までは B-B'の下流にあるポンプ2を駆動したため、 V_A 及び V_B は増加し、 V_C は減少している。しかし、各ポンプに印加する電圧は同じであるのに対して、 V_B の増加量が、C-C'の下流にあるポンプ1を駆動したときの V_C の増加量よりも小さくなっている。これはアクチュエータと流路に設けた突起との接触力がポンプ位置によって違うためであると考えられる。時刻 8.4 秒以降は V_A 及び、 V_B は減少し V_C は増加している。このように分岐点の下流にある進行波型ポンプを制御することによって局所的な流体制御が行えることがわかった。

以上のことから積層型圧電アクチュエータを用いた進行波型ポンプによる流体輸送制御が可能であることを示した。ここで使用した積層型圧電アクチュエータの発生変位が小さいことや、さらに素子が発熱するために印加電圧の条件が制限されるなどの問題があったが、より大きなアクチュエータの変位を得ることによって、さらに大流量、制御性の良い流体輸送が可能であると考えられる。

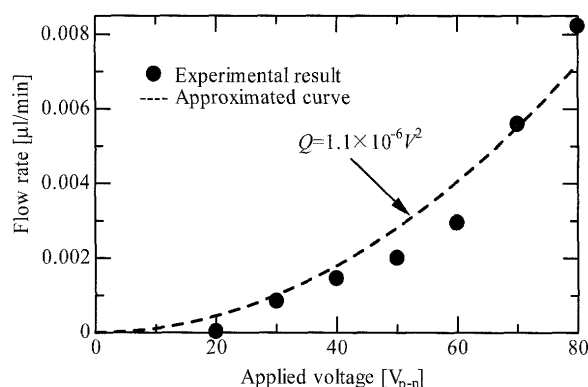


Fig. 7 Flow rate generated by the traveling wave micropump at applied frequency of 300Hz.

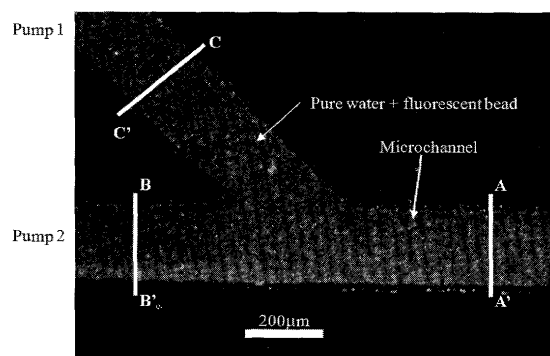


Fig. 8 Photograph of fabricated micropump with a branch microchannel.

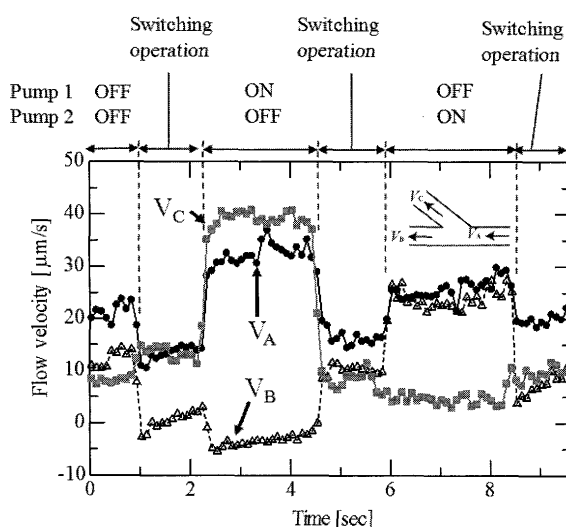


Fig. 9 Control of fluid transportation.

6 結言

本研究では、マイクロ流体システムの流体搬送機構として、積層型圧電アクチュエータを用いた進行波型バルブレスマイクロポンプを提案・作製し、ポンプ特性の計測、進行波による流体輸送を検証した。さらに、Y字流路の分岐点下流に進行波型マイクロポンプを複数配置することで、バルブを用いない局所的な流体輸送制御への応用を試みた。

- (1) 進行波による流体輸送を原理とする圧電駆動によって、バルブレスの単純な構造で簡単なデバイス製作プロセス、小型・低価格のディスプレイサブルデバイスを実現した。
- (2) 積層型圧電アクチュエータを用いることによって、バイモルフ型圧電カンチレバーをアクチュエータとした場合に比べて、変位量の減少から流量特性が低下するものの、アクチュエータアレイの設置面積を小さくできることが分かった。
- (3) 分岐構造を有するマイクロ流路内において、分岐点後の各流路にマイクロポンプを配置することによって、流体搬送方向を制御可能であることが分かった。

謝 辞

本研究は、独立行政法人 新エネルギー・産業技術総合開発機構 平成20年度産業技術研究助成事業、日本学術振興会科学研究費補助金・若手研究(B)(No.19760172)による基礎研究の成果を元に、独立行政

法人 科学技術振興機構(文部科学省所管)から指定を受けた京都市地域結集型共同研究事業(ナノメディシン拠点形成の基盤技術開発)の一部として実施された研究の成果である。

(2008年10月23日受付, 2008年12月25日再受付,
2009年2月16日再々受付)

参考文献

- [1] 北森武彦, 庄子習一, 馬場嘉信, 藤田博之, マイクロ化学チップの技術と応用, 丸善, 2004.
- [2] A. Manz, N. Graber, H.M. Widmer: Miniaturized total chemical analysis systems, A novel concept for chemical sensing, *Sensors and Actuator B*, Vol.1, pp.244-248, 1990.
- [3] T. Vikner, D. Janasek, A. Manz, Micro total analysis systems. Recent developments, *Analytical Chemistry*, Vol.76, pp.3373-3386, 2004.
- [4] N. T. Nguyen, X. Huang and T. K. Chuan, MEMS Micropumps - A Review, *Journal of Fluids Engineering*, Vol.124, pp.384-392, 2002.
- [5] D.J. Laser, J.G. Santiago, A review of micropumps, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol.14, R35-R64, 2004.
- [6] A. Nisar, N. Afzulpurkar, B. Mahaisavariya, A. Tuantranont, MEMS-based micropumps in drug delivery and biomedical applications, *Sensors and Actuators B*, Vol.130, pp.917-942, 2008.
- [7] H. T. G. van Lintel, F. C. M. van De Pol and S. Bouwstra, A Piezoelectric Micropump Based on Micromachining of Silicon, *Sensors and Actuators*, Vol.15, pp.153-167, 1989.
- [8] R. Linnemann, P. Woias, C. D. Senfft and J. A. Ditterich, A Self-Priming and Bubble-Tolerant Piezoelectric Silicon Micropump for Liquids and Gases, *Proceedings of the Eleventh International IEEE Workshop on Micro Electro Mechanical Systems*, pp.532-537, 1998.
- [9] 鈴木孝明, 秦秀敏, 新宅博文, 神野伊策, 小寺秀俊, 圧電アクチュエータを用いた進行波型バルブレスマイクロポンプの開発, 日本AEM学会誌, Vol.13, No.4, pp.310-315, 2005.
- [10] T. Suzuki, Y. Teramura, H. Hata, K. Inokuma, I. Kanno, H. Iwata, H. Kotera: Development of a micro biochip integrated traveling wave micropumps and surface plasmon resonance imaging sensors, *Microsystem Technology*, Vol.13, pp.1391-1396, 2007.
- [11] F. C. P. Yin and Y. C. Fung, Comparison of Theory and Experiment in Peristaltic Transport, *Journal of Fluid Mechanics*, Vol.47, pp.93-112, 1971.
- [12] S.K. Sia, G.M. Whitesides: Microfluidic devices fabricated in poly(dimethylsiloxane) for biological studies, *Electrophoresis*, Vol.24, pp.3563-3576, 2003.
- [13] S. Bhattacharya, A. Datta, J.M. Berg, S. Gangopadhyay: Studies on surface wettability of poly(dimethyl)siloxane (PDMS) and glass under oxygen-plasma treatment and correlation with bond strength, *Journal of Microelectromechanical Systems*, Vol.14, pp.590-597, 2005.